

Bildverbesserung endoskopischer Videsequenzen in Echtzeit

Benedikt Fischer, Ben Vaessen, Thomas M. Lehmann und Klaus Spitzer

Institut für Medizinische Informatik,
Universitätsklinikum RWTH Aachen, Pauwelsstr. 30, 52057 Aachen
Email: bfischer@mi.rwth-aachen.de

Zusammenfassung. Videoendoskopien weisen häufig mehrere Störeffekte gleichzeitig auf, u.a. Reflektionen, Überbelichtungen, Farbverfälschungen, dunkle Bildränder sowie geringe Kontraste. Im Gegensatz zu bereits existierenden Lösungen wird mit den vorgestellten Verfahren nicht nur die Behandlung jeweils einer einzelnen, sondern aller Störungen gleichzeitig unter Echtzeitbedingungen ermöglicht. Erreicht wird die Echtzeitfähigkeit u.a. durch eine Aufteilung der Berechnungen in eine Kalibrierungs- und Laufzeitphase, die Verwendung von Lookup-Tabellen, sowie die Anpassung existierender Einzellösung zu einer Gesamtlösung. Die Anwendung wird an verschiedenen Beispielen demonstriert.

1 Einleitung

In der minimalinvasiven Diagnostik mittels Videoendoskopie treten durch extreme Aufnahmebedingungen oder minderwertige Gerätschaften oftmals verschiedene Störeffekte gleichzeitig auf, die es mit Bildverarbeitungsmethoden zu beseitigen gilt. Zu derartigen Störeffekten zählen unter anderen Reflektionen, Überbelichtungen, Farbverfälschungen, dunkle Bildränder sowie insgesamt geringe Kontraste.

Eine Verbesserung der Bildqualität erleichtert und beschleunigt nicht nur die Untersuchung am Patienten, sondern kann ebenfalls eine spätere Datenverarbeitung hinsichtlich der Extraktion quantitativer Parameter vereinfachen. Während eine quantitative Analyse jedoch häufig erst nach der Untersuchung am Patienten und somit wenig zeitkritisch erfolgt, muss die Beseitigung besonders störend empfundener und die Untersuchung verlängernder Störeffekte während der Untersuchung selbst in Echtzeit, d.h. auf 25 Bildern pro Sekunde, erfolgen.

Die aufgeführten Teilprobleme sind in der Fachliteratur vielfach behandelt. So lässt sich anhand von Glanzlichtern die Lichtquellenfarbe bestimmen, anhand welcher dann eine Farbkorrektur vorgenommen werden kann [1]. Aufgrund rechenintensiver Operationen wie der Houghtransformation eignen sich diese Methoden jedoch nicht für Echtzeitanwendungen. In [2] wird eine Farbnormierung vorgestellt, die bereits zur Korrektur von Videoendoskopien eingesetzt wurde. Grundidee ist die Farbrotaion von Bildpunkten im RGB-Farbkubus. Jedoch ist

dazu eine Normierung jedes Bildframes erforderlich, so dass sich dieses Konzept bei gleichzeitiger Korrektur der anderen Bildstörungen auch auf aktueller Hardware als zu langsam erweist [3].

Die inhomogene Bildausleuchtung kann als niederfrequente Schwankung der Helligkeit aufgefasst und somit durch einen Hochpass im Fourierbereich eliminiert werden [4]. Selbst die schnelle Fouriertransformation ist jedoch in Kombination mit den anderen Methoden nicht echtzeitfähig. In Bezug auf eine Kontrastverstärkung kann die sonst oft eingesetzte Falschfarbendarstellung mangels Erhaltung der Natürlichkeit nicht verwendet werden. Stattdessen bieten sich erprobte wahrnehmungsorientierte Transformationen des Helligkeitshistogramms an [5].

Während in der Literatur lediglich die Echtzeitfähigkeit von Lösungen für Einzelprobleme bekannt ist, wird in diesem Beitrag ein Ansatz präsentiert, der es erstmalig erlaubt, alle beschriebenen Probleme gleichzeitig in Echtzeit zu behandeln.

2 Methoden

Das Rahmenwerk für eine effiziente Implementierung stützt sich auf drei Paradigmen:

1. Die vom Lichtwellenleiter übertragenen Bildinformationen füllen je nach verwendeter Optik nicht den gesamten Bildbereich. Rechenzeit ist deshalb dadurch einzusparen, dass nur Bildpunkte innerhalb der tatsächlichen übertragenen Bildinformation (engl. region of interest, ROI) für Analysen, Berechnungen und Transformationen berücksichtigt werden, während außerhalb der ROI gelegene Randpixel gar nicht erst durchlaufen werden.
2. Es wird zwischen einer Kalibrierungs- und einer Laufzeitphase unterschieden. Während der einer Untersuchung vorausgehenden Kalibrierungsphase werden möglichst viele Informationen über die in den Bildern vorhandenen Bildstörungen gesammelt und Berechnungen für ihre spätere Korrektur vorgezogen. Während der Laufzeitphase, d.h. der eigentlichen Untersuchung, ist der erforderliche Rechenaufwand auf ein Minimum zu reduzieren.
3. Anstatt Berechnungen mehrfach durchzuführen, können sog. Look-Up-Tabellen (LUT) eingesetzt werden, so dass an Stelle mehrerer Rechenoperationen das Ergebnis mit nur einer Leseoperation ermittelt werden kann.

3 Ergebnisse

Das vorgestellte System erlaubt eine flexible Kombination der Bildverbesserungsmethoden. Abbildung 1 zeigt die automatische Detektion von Überbelichtungen einzelner Farbkanäle bzw. Reflektionen, die als blaue bzw. grüne Überlagerungen in den Videostream eingeblendet werden. Abbildung 2 zeigt das Ergebnis der automatischen Beleuchtungskorrektur. Während die Ausleuchtung am Rand des

Originales geringer ist, als in der Bildmitte, so erscheint die aufgenommene homogene Fläche nach der Korrektur einheitlich grau. Abbildung 3 veranschaulicht das Ergebnis der Farbkorrektur. Der deutlich erkennbare Grünstich, der z.B. durch einen schlechten Weißabgleich hervorgerufen werden kann, wird durch die Filterung sichtbar reduziert, so daß die Objekte wieder in Ihren ursprünglichen Farben erscheinen. Das Beispiel in Abbildung 4 zeigt die Farbkontrastverbesserung, die ebenfalls in Echtzeit durchgeführt werden kann. Hiermit ist es möglich, den verfügbaren Bereich der darstellbaren Farben optimal auszunutzen. Weiterhin können alle Bildverbesserungstechniken beliebig miteinander kombiniert werden.

4 Diskussion

Der Zeitbedarf für die Kalibrierungsphase liegt lediglich im Sekundenbereich und kann auf ein Minimum an Benutzerinteraktion reduziert werden. Die Kombination der einzelnen Optimierungsverfahren zur Laufzeitphase muß in Bezug zum medizinischen Anwendungskontext validiert werden, bevor eine Codeoptimierung hinsichtlich der zu erzielenden Echtzeitfähigkeit des Gesamtsystems sinnvoll ist. Hierfür ist zunächst eine statistisch abgesicherte Evaluation der Bildverbesserung mit medizinischem Fachpersonal unter Doppelblindbedingungen ähnlich der in [6] notwendig.

5 Danksagung

Dieses Projekt wurde mit Unterstützung der MES Medien Elektronik Software Ingenieurbüro Schrade, D-16761 Henningsdorf durchgeführt.

Literaturverzeichnis

1. Lehmann TM, Palm C: Color line search for illuminant estimation in real-world scenes. *JOSA A* 2001; 18(11):2679-2691.
2. Paulus D, Csink L, Niemann H: Color cluster rotation. *Procs ICIP*, 1998; IEEE Computer Society Press.
3. Vogt F, Klimowicz C, Paulus D: Bildverarbeitung in der Endoskopie des Bauchraums. *Procs BVM* 2001; 320-234.
4. Petrou M, Bosdogianni M: *Image processing: the fundamentals*. Wiley, New York, USA, 1999.
5. Pratt W: *Digital Image Processing*. 3rd Ed. Wiley, New York, USA, 2001.
6. Krüger S, Vogt F, Hohenberger W, Paulus D, Niemann H, Schick C: Evaluation der rechnergestützten Bildverbesserung in der Videoendoskopie von Körperhöhlen. *Procs BVM* 2003; 293-297.

6 Farbabbildungen

Abb. 1. Originalbild (links) und erkannte Überbelichtungen und Reflektionen (rechts)

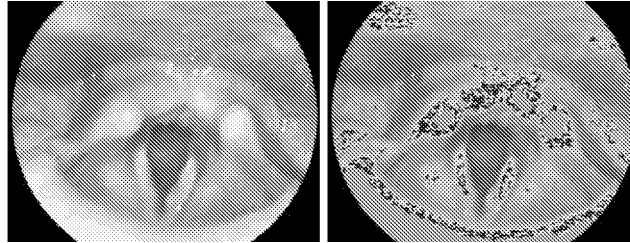


Abb. 2. Bild mit ungleicher Ausleuchtung vor (links) und nach Beleuchtungskorrektur (rechts)

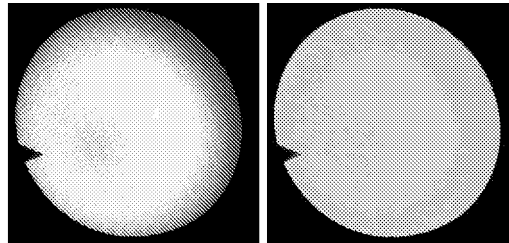


Abb. 3. Bild mit grünem Farbstich vor (links) und nach Farbkorrektur (rechts)

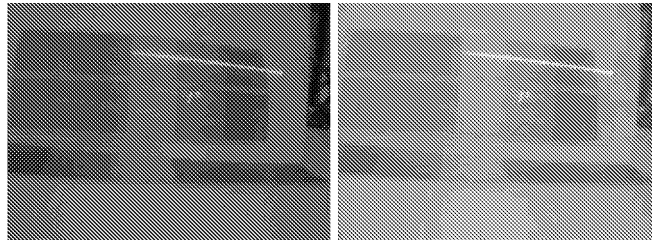


Abb. 4. Kontrastarmes Bild im Original (links) und nach Verbesserung (rechts)

